

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-083914

(43)Date of publication of application : 28.03.2000

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

A61B 5/145

(21)Application number : 11-302775

(71)Applicant : SEIKO EPSON CORP
SEIKO INSTRUMENTS INC

(22)Date of filing : 14.09.1994

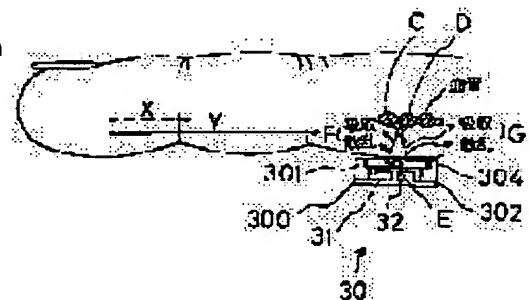
(72)Inventor : KONDO YUTAKA
HONDA KATSUYUKI
KAWADA MASAYUKI

(54) BIOLOGICAL INFORMATION MEASURING INSTRUMENT AND PULSE WAVE MEASURING INSTRUMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an optical information detector and a pulse wave measuring instrument capable of reducing restrictions of a using condition without a large-scale light shielding structure.

SOLUTION: For the pulse wave measuring instrument, an instrument main body is mounted to an arm with a wrist band and a detector 30 is mounted to a finger with a band for fixing a sensor. At the time of irradiating light toward the finger from LED 31, this light reaches a blood vessel to be reflected. The reflected light is received by a phototransistor 32 and the received light quantity corresponds to the variation of a blood quantity generated by the pulse wave of blood. In this case, an LED 31 uses a blue LED and its light emitting wavelength peak is 450 nm. The received light wavelength area of the phototransistor 32 is in a wavelength area from 300 nm to 600 nm.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

30.08.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-83914
(P2000-83914A)

(43) 公開日 平成12年3月28日 (2000.3.28)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)	
A 6 1 B	5/0245	A 6 1 B	5/02	3 1 0 H
	5/145		5/14	3 1 0

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願平11-302775
(62) 分割の表示 特願平6-220371の分割
(22) 出願日 平成6年9月14日 (1994.9.14)

(71) 出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(71) 出願人 000002325
セイコーインスツルメンツ株式会社
千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地
(72) 発明者 近藤 豊
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
(74) 代理人 100093388
弁理士 鈴木 喜三郎 (外2名)

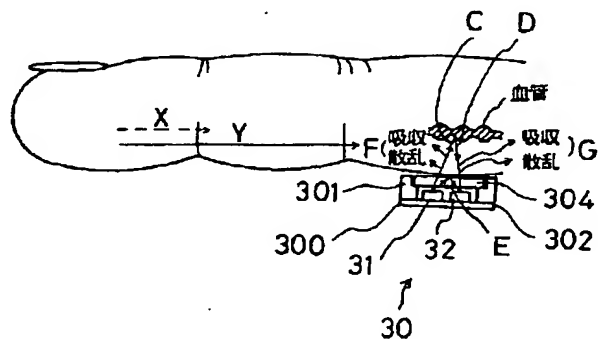
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報計測装置および脈波計測装置

(57) 【要約】

【課題】 大掛かりな遮光構造がなくても使用条件に対する制約を緩和可能な光学式の人体情報検出装置および脈波計測装置を提供すること。

【解決手段】 脈波計測装置1では、装置本体10をリストバンド12で腕に装着する一方、検出装置30をセンサ固定用バンド40によって指に装着する。この状態で、LED31から指に向けて光を照射すると、この光が血管に届いて反射する。反射してきた光は、フォトランジスタ32によって受光され、その受光量は、血液の脈波によって生じる血量変化に対応する。ここで、LED31は、青色LEDを用いてあり、その発光波長ピークは、450nmである。フォトランジスタ32の受光波長領域は、300nmから600nmまでの波長領域にある。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の一部に向けて光を照射する発光部、およびこの発光部が発した光を生体を介して受光する受光部を備える検出手段と、この検出手段の検出結果に基づいて生体情報を表示する生体情報表示手段とを有する生体情報計測装置において、前記生体情報は、前記検出手段の約 300 nm から約 700 nm までの波長領域における検出結果に基づいて表示されることを特徴とする生体情報計測装置。

【請求項 2】 請求項 1 において、前記発光部の発光波長領域が少なくとも約 300 nm から約 700 nm までの範囲にあり、前記受光部の受光波長領域を λ nm としたときに、

受光波長領域は、以下の式

$$0 < \lambda \leq 700$$

を満たす範囲のみにあることを特徴する生体情報計測装置。

【請求項 3】 請求項 1 または 2 に規定する生体情報計測装置からなる脈波計測装置であって、前記検出手段の検出結果に基づいて前記生体情報としての脈波情報を表示することを特徴とする脈波計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、脈波計測装置などの生体情報計測装置に関し、更に詳しくは、生体に向けて光を照射し、生体からの反射光を検出して脈波などの生体情報を計測する装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】脈波などの生体情報を計測する装置には、血液の量の変化を光学的に検出し、その検出結果に基づいて生体情報を表示する電子機器がある。かかる光学式の脈波計測装置（生体情報計測装置）では、LED（発光ダイオード）などの発光素子から指先などに光を照射し、生体（血管）からの反射光をフォトランジスタなどの受光素子で受光することにより、血液の脈波によって生じる血量変化を受光量の変化として検出し、これにより得られる脈波信号に基づいて脈拍数や脈波の変化を表示するようになっており、発光素子から照射される光としては、従来、赤外光が用いられている。ここで、受光素子に外光（太陽光）が射し込むと、外光の入射量の変動に伴い、受光量が変動してしまうため、従来の脈波計測装置では、指先などの検出部分を遮光カバーで覆うことによって外光の影響を抑えている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の脈波計測装置では、外光に対する遮光カバーをいくら大掛かりにしても、屋外といった外光があたる場所で使用すると、外光の一部が指自身を通して受光素子に届いてしまい、外光の照度の変動することに起因して脈波の誤検出が発生しやすいという欠点がある。従って、従来の

脈波計測装置には、外光があたらない場所、または外光の照度が一定した場所でしか使用できないという制約があり、かかる制約を緩和するには、さらに大掛かりな遮光構造が必要になって、脈波計測装置を小型化できない。かかる問題点を解消するために、実開昭 57-74009 号公報には、脈波の検出装置に加えて外光を検出する外光検出素子を設け、外光検出素子による外光の検出結果に基づいて、その影響を補償する脈波センサが開示されている。しかし、脈波センサに外光検出素子および補償回路を設けることは、その小型化や低価格化を妨げてしまうなど、これまで案出されてきた外光への対策は、いずれも実用性に乏しい。

【0004】このような問題点に鑑みて、本願発明者は、外光の照度の変動することに起因して脈波の誤検出が発生する理由を種々検討した結果、従来の脈波計測装置においてその検出系に用いている赤外光は、生体における透過率が大きすぎるため、遮光カバーを付けても外光が生体自身を透過して受光素子に届きやすいからであり、かかる問題点を解消すれば、実用的な外光対策が可能であるという結論に到達した。

【0005】そこで、本発明の課題は、外光の影響を受けにくい光学系を用いることによって、大掛かりな遮光構造がなくても使用条件に対する制約を緩和可能な生体情報検出装置および脈波計測装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するために、本発明では、生体の一部に向けて光を照射する発光部、およびこの発光部が発した光を生体を介して受光する受光部、すなわち、生体からの反射光を受光する受光部を備える検出手段と、この検出手段の検出結果に基づいて生体情報を表示する生体情報表示手段とを有する生体情報計測装置において、生体情報を、検出手段の約 300 nm から約 700 nm までの波長領域における検出結果に基づいて表示することに特徴を有する。

【0007】かかる波長領域での検出を行なうにあたって、たとえば、発光部の発光波長領域を少なくとも約 300 nm から約 700 nm までの範囲とし、受光部の受光波長領域を λ nm としたときに、受光波長領域を以下の式

$$0 < \lambda \leq 700$$

で表される範囲のみとする。

【0008】このような生体情報計測装置は、たとえば、検出手段の検出結果に基づいて生体情報としての脈波情報を表示する脈波計測装置を構成できる。

【0009】

【作用】本発明に係る脈波計測装置（生体情報計測装置）において、LED などの発光部から指や手首などに光を照射し、血管からの反射光をフォトランジスタなどの受光部で検知することにより、血液の脈波によって

生じる血量変化を受光量の変化として検出し、これにより得られる脈波信号に基づいて脈拍数や脈波の変化を表示する。本発明では、生体情報は、検出手段の300nmから700nmまでの波長領域における検出結果に基づいて表示する。かかる波長領域での検出を行なうにあたって、たとえば、発光部の波長領域が少なくとも300nmから700nmまでの範囲とし、受光波長領域を700nm以下とすれば、外光に含まれる光のうち、波長領域が700nm以下の光は、指を導光体として受光部にまで到達しない一方、300nmより低波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収される。従って、検出結果は、外光の影響を受けることなく、発光部の光のみに基づく300nmから700nmまでの波長領域の検出結果から生体情報を計測することができる。それ故、検出部分に外光が直接射し込まない限り、外光に起因する脈波の誤検出が発生しないので、大掛かりな遮光構造を設けなくても使用条件に対する制約を緩和できる。

【0010】また、血液中のヘモグロビンは、波長領域が300nmから700nmまでの範囲にある光に対する吸光係数が赤外光に対する吸光係数よりも著しく大きい。

【0011】かかるヘモグロビンの吸光特性に合わせて、波長領域が300nmから700nmまでの範囲にある光を生体に向けて照射すると、生体（血管）から反射してくる光の強度は、血量変化に追従して大きく変化する。それ故、脈波信号のS/N比が向上する。

【0012】

【実施例】図面に基づいて、本発明の一実施例を説明する。

【0013】（全体構成）図1は、実施例に係る脈波計測装置の使用状態を示す説明図、図2（a）、（b）、（c）は、脈波計測装置の検出装置を装着した指と光学素子との位置関係を模式的に示す断面図、図3は、指に装着された検出装置の動作を示す説明図である。

【0014】図1において、本例の脈波計測装置1（生体情報計測装置）では、腕時計構造を有する装置本体10と、この装置本体10から引き出されたケーブル20と、このケーブル20の先端側に設けられた検出装置30と、この検出装置30を指や手首などに装着するためのゴム製などのセンサ固定用バンド40とから大略構成されている。

【0015】装置本体10は、計時機能が内蔵された時計ケース11、およびこの時計ケース11を腕に装着するためのリストバンド12から構成されている。時計ケース11の表面側には、現在時刻や日付に加えて、検出装置30での検出結果に基づく脈波情報（生体情報）なども表示する液晶表示装置13が構成されている。また、時計ケース11の内部には、検出装置30による検出結果に基づいて脈拍数の変化などを表示するために、検出信号に対する信号処理などを行なうデータ処理回路

50も内蔵され、このデータ処理回路50および液晶表示装置13によって、生体情報表示手段60が構成されている。なお、時計ケース11の外側面には、時刻合わせや表示モードの切り換えなどを行なうためのボタンスイッチ111、112が設けられている。

【0016】脈波計測装置1の電源は、時計ケース11に内蔵されている電池であり、ケーブル20は、電池から検出装置30に電力を供給するとともに、検出装置30の検出結果を時計ケース11内のデータ処理回路50に入力可能である。

【0017】本例では、センサ固定用バンド40には、マジックテープが張られており、図1に実線で示すように、センサ固定用バンド40は、検出装置30を指の根元に密着した状態で取り付け可能である。また、図1に点線で示すように、検出装置30を指先に密着した状態とすることも可能である。

【0018】センサ固定用バンド40の内面には、検出装置30が箱型の光学ユニット300として固定されており、それには、図2（a）、（b）、（c）に模式的に示すように、LED31およびフォトトランジスタ32が指に向けてられている。ここで、図2（a）には、指の根元に検出装置30を密着した状態で取り付けたときに、指の長さ方向にLED31およびフォトトランジスタ32が並んだ状態を示してある。図2（b）には、指先に検出装置30を密着した状態で取り付けたときに、指の長さ方向にLED31およびフォトトランジスタ32が並んだ状態を示してある。図2（c）には、指に検出装置30を密着した状態で取り付けたときに、指の周り方向にLED31およびフォトトランジスタ32が並んだ構造を示してある。

【0019】本例では、図3に示すように、LED31から指に向けて光を照射し、生体（血管）から反射してきた光をフォトトランジスタ32で受光して生体（血管）から脈波を検出するようになっている。

【0020】かかる脈波の検出にあたって、本例では、赤外光ではなく、300nmから700nmまでの波長領域における検出結果に基づいて生体情報を表示するようになっている。すなわち、検出装置30では、発光波長領域が300nmから700nmまでの範囲にあるLED31と、受光波長領域が700nm以下のフォトトランジスタ32とを用いてあり、その重なり領域である300nmから700nmまでの波長領域における検出結果に基づいて生体情報を表示する。かかる検出装置30を用いれば、後述するとおり、外光に含まれる光のうち、波長領域が700nm以下の光は、指を導光体としてフォトトランジスタ32（受光部）にまで到達しない一方、300nm以下の光は、皮膚表面でほとんど吸収される。

【0021】従って、検出結果は、外光の影響を受けることなく、発光部の光のみに基づく300nmから70

0 nmまでの波長領域の検出結果から生体情報を計測することができるからである。

【0022】ここで、LED31から発せられた光は、その一部が矢印Cで示すように指を通して血管にまで到達し、血液中のヘモグロビンからの反射光が矢印Dで示すようにフォトランジスタ32に届く。この経路で受光された光量が生体反射量である。また、LED31から発せられた光は、その一部が矢印Eで示すように指表面で反射してフォトランジスタ32に届く。この経路で受光された光量が皮膚反射量である。さらに、LED

31から発せられた光、および血管から反射した光の一部は、矢印F、Gで示すように、指内で吸収、または分散して、フォトランジスタ32に届かない。

【0023】かかるLED31として、本例では、InGa_{0.4}N系（インジウム－ガリウム－窒素系）の青色LEDを用いてあり、その発光スペクトルは、図4に示すように、450 nmに発光ピークを有し、その発光波長領域は、350 nmから600 nmまでの範囲にある。かかる発光特性を有するLED31に対応させて、本例では、フォトランジスタ32として、GaAsP系（ガリウム－砒素－リン系）のフォトランジスタを用いてあり、その素子自身の受光波長領域は、図5に示すように、主要感度領域が300 nmから600 nmまでの範囲にあって、300 nm以下にも感度領域がある。ここで、フォトランジスタ32として、素子にフィルタを付加したセンサユニットを用いることもあり、このようなセンサユニットの受光波長領域の一例は、図6に示すように、主要感度領域が400 nmから550 nmまでの範囲にある。これらのLED31およびフォトラン

ジスタ32は、消費電力が比較的小さいので、本例の脈波計測装置1のように、計時機能と脈波計測機能を1つの小型電池で駆動する場合でも、連続稼働時間が長い。

【0024】（検出装置の構成）図7～図10を参照して、光学ユニットの構成を詳述する。図7は、光学ユニットの平面図、図8は、図7のA-A'線における断面図、図9は、図7のB-B'線における断面図、図10は、図7のC-C'線における断面図である。

【0025】これらの図において、光学ユニット300では、そのケース体としてのセンサ枠301に裏蓋302が被されてその内部が部品収納空間になっている。センサ枠301に対する裏蓋302の固定は、3本の裏蓋止めねじ303で行なわれている。また、裏蓋止めねじ303は、裏蓋302の下面にセンサ固定用バンド40を固定し、センサ固定用バンド40は、光学ユニット300から両側に延びている。かかるセンサ固定用バンド40に対して直角をなす方向に向けて、センサ枠301の内部からはケーブル20が引き出されている。センサ枠301の上面部分には、ガラス板304（フィルタ）で光透過窓が形成され、このガラス板304に対向するように回路基板305がセンサ枠301の内部に固定さ

れている。回路基板305には、LED31、フォトランジスタ32（フィルタ付きのセンサユニット）、およびフォトランジスタ309が実装されており、LED31およびフォトランジスタ32は、それぞれ発光面および受光面をガラス板304の方に向けている。なお、回路基板305は、センサ枠301の上面から嵌め込まれた2本のピン306に基板止めねじ307が止められてセンサ枠301に固定されている。また、ピン306によってアース板308も固定されている。

【0026】（データ処理回路の構成）図11を参照して、時計ケース11の内部に構成されたデータ処理回路50の構成を説明する。図11は、データ処理回路50の構成を示すブロック図である。

【0027】データ処理回路50において、脈波信号変換部51は、検出装置30からケーブル20を介して入力された信号をデジタル信号に変換して脈波信号記憶部52に出力するようになっている。脈波信号記憶部52は、デジタル信号に変換された脈波データを記憶しておくRAMである。脈波信号演算部53は、脈波信号記憶部52に記憶されている信号を読み出してそれに周波数分析を行ない、その結果を脈波成分抽出部54に入力するようになっている。脈波成分抽出部54は、脈波信号演算部53からの入力信号から脈波成分を抽出して脈拍数演算部55に出力し、この脈拍数演算部55は、入力された脈波の周波数成分により脈拍数を演算し、その結果を液晶表示装置13に出力するようになっている。

【0028】（動作）このように構成した脈波計測装置1の動作を、図1、図3および図11を参照して簡単に説明する。まず、図1に示すように、装置本体10をリストバンド12で腕に装着する一方、検出装置30（光学ユニット300のガラス板304）をセンサ固定用バンド40によって指に密着させる。この状態で、図3に模式的に示すように、LED31から指に向けて光を照射すると、この光が血管に届いて血液中のヘモグロビンによって一部が吸収され、一部が反射する。生体（血管）から反射してきた光は、フォトランジスタ32によって受光され、その受光量変化は、血液の脈波によって生じる血量変化に対応する。すなわち、血量が多いときには、反射光が弱くなる一方、血量が少なくなると、反射光が強くなるので、反射光強度の変化をフォトランジスタ32で監視すれば、脈拍などを検出できる。かかる検出を行なうために、図11に示すデータ処理回路50では、フォトランジスタ32（検出装置30）から入力された信号をデジタル信号に変換し、このデジタル信号に周波数分析などを行なって脈拍数を演算する。そして、演算により求めた脈拍数を液晶表示装置13に表示させる。すなわち、脈波計測装置1は、脈拍計として機能する。

【0029】（実施例の効果）本例では、LED31の発光波長領域は、350 nmから600 nmまでの範囲

にあり、フォトランジスタ 32 の受光波長領域は、主要感度領域が 300 nm から 600 nm までの範囲にある。また、フォトランジスタ 32 として、素子とフィルタとを組み合わせたユニットを用いたときの受光波長領域は、400 nm から 550 nm までの範囲にある。従って、図 1 に示す簡単な遮光状態で脈波を計測しても、外光に含まれる光のうち、波長領域が 700 nm 以下の光は、指を導光体としてフォトランジスタ 32

(受光部) にまで到達せず、検出には影響を与えない波長領域の光だけが、指を導光体として通ってこることから、本例では、指の露出部分に外光があたっても、脈波の検出結果には外光の影響が及ばない。また、本例では、血量変化に基づく脈波信号の S/N 比が高い。かかる理由を以下に説明する。

【0030】まず、外光の影響を受けにくい理由を、図 12 (a) を参照して説明する。図 12 (a) には、光の波長と、皮膚の光透過度との関係を示してある。ここで、折れ線 a は、波長が 200 nm の光における透過特性、折れ線 b は、波長が 300 nm の光における透過特性、折れ線 c は、波長が 500 nm の光における透過特性、折れ線 d は、波長が 700 nm の光における透過特性、折れ線 e は、波長が 1 μ m の光における透過特性を示す。この図から明かなように、外光に含まれる光のうち、波長領域が 700 nm 以下の光は、指を透過しにくい傾向にあるため、外光がセンサ固定用バンド 40 で覆われていない指の部分に照射されても、図 3 に点線 X で示すように、指を通してフォトランジスタ 32 まで届かない。それ故、本例のように、700 nm 以下の光を検出光として用いれば、指を大掛かりに覆わなくても必要最小限の範囲を覆うだけで、外光の影響を抑えることができるので、本例の脈波計測装置 1 は、屋外での使用が可能である。なお、300 nm より低波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収されるので、受光波長領域を 700 nm 以下としても、実質的な受光波長領域は、300 nm ~ 700 nm となる。

【0031】これに対し、従来のように、880 nm 付近に発光ピークを有する LED を使い、シリコン系のフォトランジスタを用いると、その受光波長範囲は、図 13 に示すように、350 nm から 1200 nm までの範囲に及ぶ。従って、従来の光学系 (検出装置) では、外光のうち、図 3 に矢印 Y で示すように、指を導光体として受光部にまで容易に届いてしまう 1 μ m の波長の光、すなわち、図 12 (a) の折れ線 e で示す光による検出結果に基づいて脈波を検出しているため、外光の変

動に起因する誤検出が起こりやすい。

【0032】次に、本例の脈波計測装置 1 では、脈波信号の S/N 比が高い理由を、図 12 (b) を参照して説明する。図 12 (b) は、光の波長と各種のヘモグロビンの吸光特性との関係を示す説明図である。

【0033】図 12 (b) には、酸素と未結合のヘモグロビンの吸光特性を曲線 Hb で示してあり、酸素と結合しているヘモグロビンの吸光特性を曲線 HbO₂ で示してある。これらの曲線が示すように、血液中のヘモグロビンは、波長が 300 nm から 700 nm までの光に対する吸光係数が大きく、従来の検出光である波長が 880 nm の光に対する吸光係数に比して数倍 ~ 約 100 倍以上大きい。従って、本例のように、ヘモグロビンの吸光特性に合わせて、吸光係数が大きい波長領域 (300 nm から 700 nm) の光を検出光として用いると、その検出値は、血量変化に感度よく変化するので、血量変化に基づく脈波の検出率 (S/N 比) が高い。

【0034】(各遮光条件における外光の侵入量) 本例の脈波計測装置 1 を評価するにあたり、図 14 (a) ~ (e) で示すように、指に対する遮光範囲を条件 1 から条件 5 まで変えながら外光の侵入量のみを従来の脈波計測装置 (比較例) と比較して計測した。ここで、本例の脈波計測装置 1 としては、受光感度が 400 nm から 600 nm のフォトランジスタ 32 を用いた試料 1 と、受光感度が 300 nm から 700 nm のフォトランジスタ 32 を用いた試料 2 とを評価に供した。一方、比較例としては、受光感度が 300 nm から 700 nm までの範囲からずれた試料 3、4、5 を評価に供した。なお、条件 1 は、図 14 (a) に示すように、人差し指の根元を遮光カバーで 10 mm の幅で覆った状態、条件 2 は、図 14 (b) に示すように、人差し指の根元を遮光カバーで 20 mm の幅で覆った状態、条件 3 は、図 14 (c) に示すように、人差し指の根元を遮光カバーで 40 mm の幅で覆った状態、条件 4 は、図 14 (d) に示すように、人差し指の根元を遮光カバーで 70 mm の幅で覆った状態、条件 5 は、図 14 (e) に示すように、人差し指の全体、親指の根元、中指の根元、および各指の付け根付近を遮光カバーで覆った状態である。

【0035】このような各条件下における外光の侵入量の計測結果を表 1 に示す。なお、外光の侵入量は、フォトランジスタの出力電流 (単位 μ A) で表してある。

【0036】

【表 1】

試料 遮光 受光 領域 条件	実施例に係るセンサ構成		比較例に係るセンサ構成		
	試料 1	試料 2	試料 3	試料 4	試料 5
	400 ~ 600 nm nm	300 ~ 700 nm nm	300 ~ 1000 nm nm	300 ~ 750 nm nm	300 ~ 800 nm nm
条件 1	0.006	0.008	55.3	18.3	30.4
条件 2	0.005	0.007	46.4	12.2	25.2
条件 3	0	0.001	30.2	7.8	17.3
条件 4	0	0	5.1	2.2	4.4
条件 5	0	0	0.008	0.002	0.004

【0037】表1に示すように、本例の脈波計測装置1（試料1、2）によれば、300nmから700nmまでの波長領域にある光を受光しているので、今回行ないたいずれの条件でも、外光の影響を無視できる。外光に含まれる光のうち、波長領域が700nm以下の光は、指を導光体としてフォトランジスタ32（受光部）にまで到達しないからである。従って、本例の脈波計測装置1によれば、検出装置30自身、またはセンサ固定用バンド40（遮光カバー）で指を10mmの幅で覆えば充分である。これに対して、比較例の脈波計測装置（試料3、4、5）では、人差し指の全体、親指の根元、中指の根元、および各指の付け根付近まで広い範囲にわたって覆った状態（条件5）でのみ外光の影響を無視でき、大掛かりな遮光構造が必要である。

【0038】（各環境下における外光の影響）また、発光波長ピークが450nmのLED31（青色光源）を用い、受光波長領域が300nmから600nmまでのGaAsP系のフォトランジスタ32を用いた本例の脈波計測装置1と、発光波長ピークが880nmのLEDを用い、受光波長領域が350nmから1200nmまでのフォトランジスタを用いた脈波計測装置（比較例）とに関して、外光の影響の度合いを比較、検討した結果を図15、図16に示す。なお、図に示すデータは、脈波の検出結果に周波数解析を行なった結果を示し、多数のピークのうち、矢印を付したピークが脈波の周波数に相当する。

【0039】図15（a）には、本例の脈波計測装置を腕に装着したまま、暗室環境下を走行したときの脈波の計測結果を示してある。図15（b）には、本例の脈波計測装置を腕に装着したまま、太陽光に向かって一方向に走行したときの脈波の計測結果を示してある。図15（c）には、本例の脈波計測装置を腕に装着したまま、太陽光の相対的な向きが変動するように回りながら走行したときの脈波の計測結果を示してある。これらの図に示すいずれの条件においても、矢印を付した脈波のピークは、他のピークに比して明確であり、本例の脈波計測

装置1は、外光の影響を受けにくいことがわかる。

【0040】図16（a）には、従来の脈波計測装置を腕に装着したまま、暗室環境下を走行したときの脈波の計測結果を示してある。図16（b）には、本例の脈波計測装置を腕に装着したまま、太陽光に向かって一方向に走行したときの脈波の計測結果を示してある。図16（c）には、本例の脈波計測装置を腕に装着したまま、太陽光の相対的な向きが変動するように回りながら走行したときの脈波の計測結果を示してある。これらの図に示すように、従来の脈波計測装置は、暗室環境下でのみ脈波の計測が可能であって、外光があたる条件下では、計測不可能であることがわかる。

【0041】（脈波信号の相対感度）次に、本例の脈波計測装置1、および従来の脈波計測装置（比較例）において、脈波を計測したときの脈波信号レベル（ μA ）、反射光の全体レベル（ μA ）、反射光に含まれる脈波信号の比を比較、検討した結果を表2に示す。ここで、本例の脈波計測装置1としては、発光波長領域が420nmから480nmのLED31（発光色が青色）を用いた試料6に加えて、発光波長領域が540nmから570nmのLED31（発光色が緑色）を用いた試料7も評価に供した。

【0042】試料7では、発光色が緑色のLED31としてGaP系のものを用いてあり、このGaP系のLED31は、その発光スペクトル分布を図17に示すように、540nmから570nmまでの範囲に主要発光領域を有し、発光領域は、520nmから600nmまでの範囲にまで及ぶ。かかるGaP系のLED31を用いた試料7では、その発光特性に対応させて、GaP系のフォトランジスタ32を用いてあり、このGaP系のフォトランジスタ32は、その受光感度特性を図18に示すように、200nmから700nm近くまでの範囲に感度領域を有する。

【0043】なお、比較例としては、発光波長領域が300nmから700nmまでの範囲からずれた試料8、9、10を評価に供した。

【0044】表2には、この評価結果を示してある。

【表2】

【0045】

項目	試料 発光領域	実施例に係るセンサ構成		比較例に係るセンサ構成		
		試料6	試料7	試料8	試料9	試料10
		420 ~ 480 nm nm	540 ~ 570 nm nm	800 ~ 850 nm nm	850 ~ 900 nm nm	900 ~ 970 nm nm
脈波信号レベル (μA)		0.12	0.10	0.04	0.07	0.06
反射光レベル (μA)		6.32	7.42	29.4	36.2	31.1
反射光中の脈波信号比		0.019	0.013	0.0014	0.0019	0.0019

【0046】表2に示すように、本例の脈波計測装置1（試料6、7）によれば、血液中のヘモグロビンの吸光係数が大きい波長領域に合わせて、発光波長領域が300nmから700nmまでの範囲内のある光を用いているので、反射光に含まれる脈波信号の比が0.019、0.013と大きく、感度が高い。これに対して、比較例の脈波計測装置（試料8、9、10）では、反射光に含まれる脈波信号の比が0.002以下と非常に小さく、感度が低い。すなわち、本例の脈波計測装置1の感度は、従来のものに比して脈波信号のS/N比で約10倍近く飛躍的に向上する。

【0047】（肌の色の影響）次に、本例の脈波計測装

置1の感度が高いという利点は、肌の色に影響されないことを検討した結果を表3に示す。この評価では、皮膚の表面で反射しにくい450nmの発光波長ピークを有するLED（青色光源）を用いた本例の脈波計測装置1（試料11）と、皮膚の表面で反射しやすい880nmの発光波長ピークを有するLEDを用いた従来の脈波計測装置（比較例、試料12）とに関して、黄色人種、白人、および黒人の脈波を計測し、そのときに検出される皮膚反射量、生体反射量（血管からの反射量）、脈波成分をそれぞれ算出した。

【0048】

【表3】

項目	人種/ 試料	黄色人種		白色人種		黒色人種	
		実施例	比較例	実施例	比較例	実施例	比較例
		試料11	試料12	試料11	試料12	試料11	試料12
LED波長 (nm)		450	880	450	880	450	880
LED照射量 (μA)		100	100	100	100	100	100
皮膚反射量 (1) (μA)		14.0	35.0	28.0	35.0	9.3	21.0
生体反射量 (2) (μA)		15.9	24.5	19.6	24.5	8.4	29.4
脈成分 (μA)		0.31	0.01	0.39	0.01	0.17	0.02
全受光量(1+2) (μA)		29.9	59.5	47.6	59.5	17.7	50.4

【0049】その結果、表3に示すように、黄色人種、白人、および黒人のいずれの人種を対象にしても、全受光量に占める脈波成分の比率が高いこと、すなわち、生体情報に対する計測感度が高いことが実証された。

【0050】（その他の実施例）なお、血液中のヘモグロビンの吸光特性は、図12(b)に示したように、酸素と未結合のヘモグロビンと、酸素と結合しているヘモグロビンとの間で異なるので、300nmから700nmまでの波長をもつ光、たとえば約470nmの波長を

もつ光を検出光として用いれば、その強度から、各種のヘモグロビンの量、およびヘモグロビンの総量などを生体情報として計測することができる。また、皮膚と水分の吸光特性の差から、たとえば、皮膚に含まれる水分を生体情報として計測することもできる。

【0051】

【発明の効果】以上説明したとおり、本発明に係る脈波計測装置（生体情報計測装置）においては、LEDなどの発光部から指先などに光を照射し、血液などからの反

射光をフォトトランジスタなどの受光部で検知するとともに、かかる検出手段の300nmから700nmまでの波長領域における検出結果に基づいて生体情報を計測することに特徴を有する。かかる波長領域での検出を行なうにあたって、たとえば、発光部の波長領域が少なくとも300nmから700nmまでの範囲とし、受光波長領域を700nm以下とすれば、外光に含まれる光のうち、波長領域が700nm以下の光は、指を導光体として受光部にまで到達しない一方、300nmより低波長領域の光は、皮膚表面でほとんど吸収される。従って、検出結果は、外光の影響を受けることなく、発光部の光のみに基づく300nmから700nmまでの波長領域の検出結果から生体情報を計測することができる。それ故、検出部分に外光が直接射し込まない限り、外光に起因する脈波の誤検出が発生しないので、大掛かりな遮光構造を設けなくても使用条件に対する制約を緩和できる。

【0052】また、血液中のヘモグロビンは、波長領域が300nmから700nmまでの範囲にある光に対する吸光係数が赤外光に対する吸光係数よりも著しく大きい。

【0053】かかるヘモグロビンの吸光特性に合わせて、波長領域が300nmから700nmまでの範囲にある光を生体に向けて照射すると、生体（血管）から反射してくる光の強度は、血量変化に追従して大きく変化する。それ故、脈波信号のS/N比が向上するので、本発明に係る脈波計測装置では、脈波の計測感度が高いという効果も奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例に係る脈波計測装置の使用状態を示す説明図である。

【図2】（a）～（c）は、図1に示す脈波計測装置において、検出装置と指との位置関係を模式的に示す断面図である。

【図3】図1に示す脈波計測装置において、指に装着された検出装置の動作を示す説明図である。

【図4】図1に示す脈波計測装置に用いたInGaP系青色LEDの発光スペクトルを示す説明図である。

【図5】図1に示す脈波計測装置に用いたInGaP系フォトトランジスタの受光特性を示す説明図である。

【図6】図1に示す脈波計測装置に用いたフィルタ付きのフォトトランジスタユニットの受光特性を示す説明図である。

【図7】図1に示す脈波計測装置の検出装置（光学ユニット）の構成を示す平面図である。

【図8】図7のA-A'線における断面図である。

【図9】図7のB-B'線における断面図である。

【図10】図7のC-C'線における断面図である。

【図11】図1に示す脈波計測装置のデータ処理回路の構成を示すブロック図である。

【図12】（a）は、光の波長と皮膚の光透過度との関係を示すグラフ図、（b）は、光の波長と各種のヘモグロビンの吸光特性との関係を示す説明図である。

【図13】従来の脈波計測装置に用いたシリコン系のフォトトランジスタの受光特性を示す説明図である。

【図14】本例の脈波計測装置における外光の侵入度合いを評価するにあたり、指への遮光範囲を変えた各実験条件を示す説明図である。

【図15】本例の脈波計測装置における外光の影響を評価するにあたり、本例の脈波計測装置による脈波の検出結果に周波数解析を行なったデータを示す説明図である。

【図16】本例の脈波計測装置における外光の影響を評価するにあたり、その比較例に係る脈波計測装置による脈波の検出結果に周波数解析を行なったデータを示す説明図である。

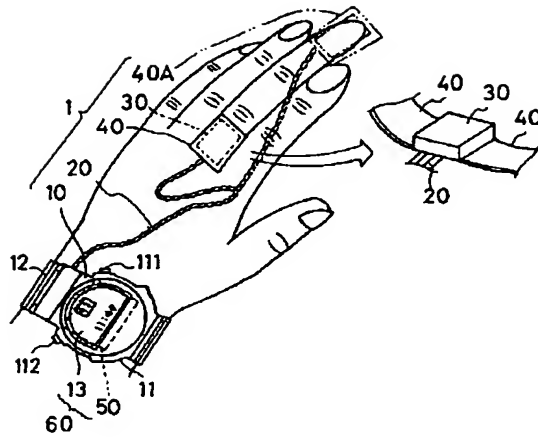
【図17】図1に示す脈波計測装置に用いたGaP系のLEDの発光スペクトルを示す説明図である。

【図18】図1に示す脈波計測装置に用いたGaAsP系フォトトランジスタの受光特性を示す説明図である。

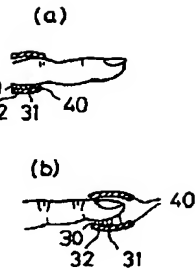
【符号の説明】

- 1・・・脈波計測装置（生体情報計測装置）
- 10・・・装置本体
- 11・・・時計ケース
- 12・・・リストバンド
- 13・・・液晶表示装置
- 20・・・ケーブル
- 30・・・検出装置
- 31・・・LED（発光部）
- 32・・・フォトトランジスタ（受光部）
- 40、40A・・・センサ固定用バンド
- 50・・・データ処理回路
- 51・・・脈波信号変換部
- 52・・・脈波信号記憶部
- 53・・・脈波信号演算部
- 54・・・脈波成分抽出部
- 55・・・脈拍数演算部
- 60・・・生体情報表示手段
- 300・・・光学ユニット
- 301・・・センサ枠
- 305・・・回路基板
- 304・・・ガラス板

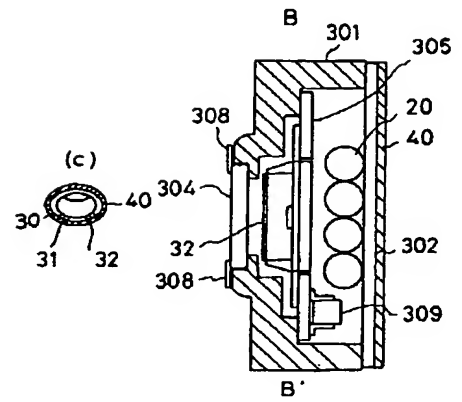
【図 1】



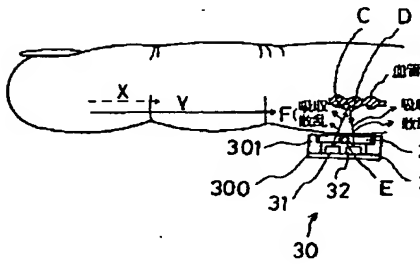
【図 2】



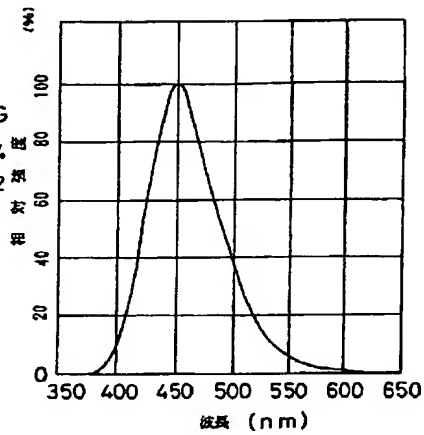
【図 9】



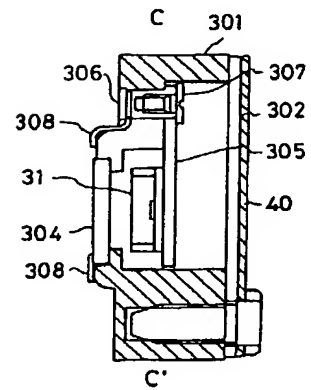
【図 3】



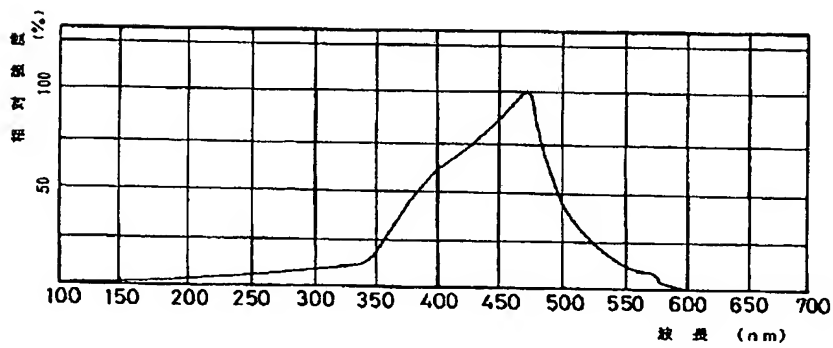
【図 4】



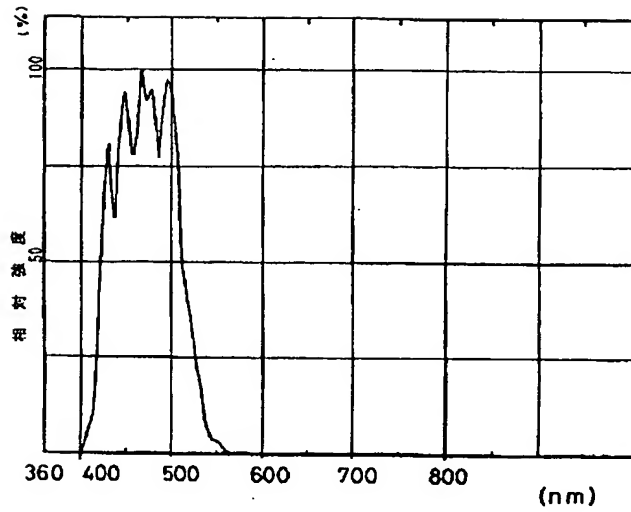
【図 10】



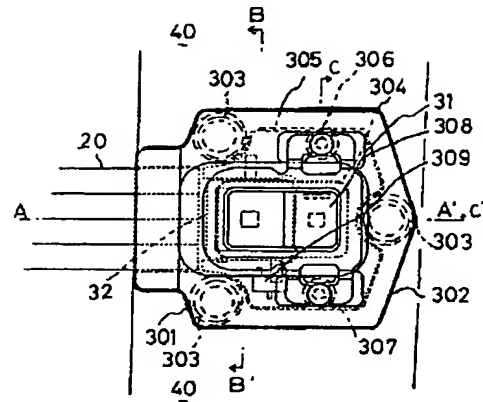
【図 5】



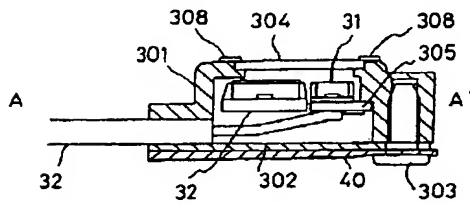
【図6】



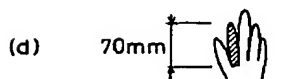
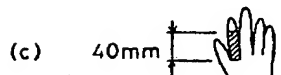
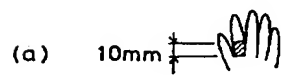
【図7】



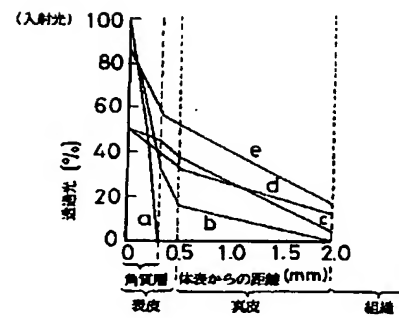
【図8】



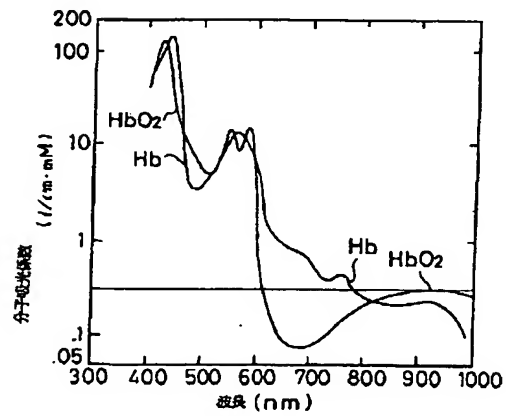
【図14】



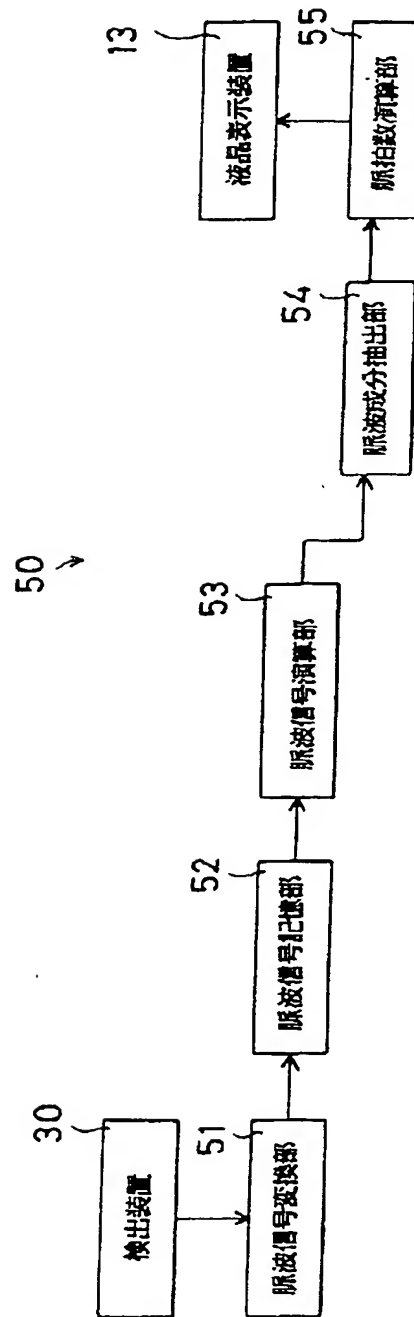
【図12】



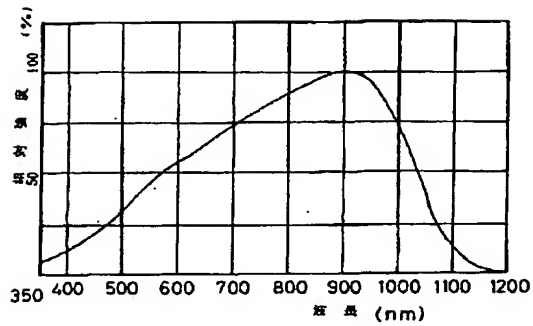
(b)



【図 11】

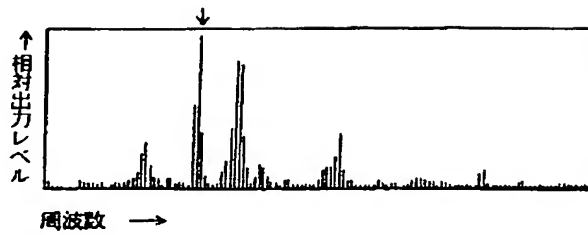


【図13】

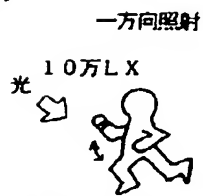


【図15】

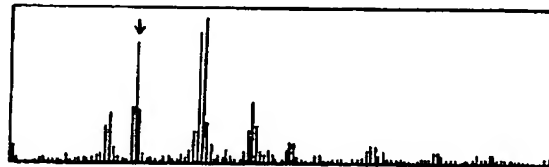
(a)



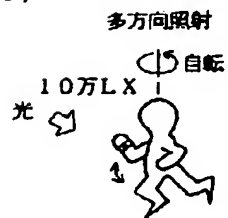
(b)



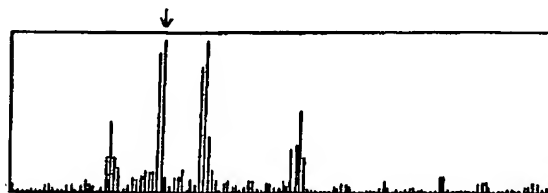
(太陽光下の一方向への走行)



(c)

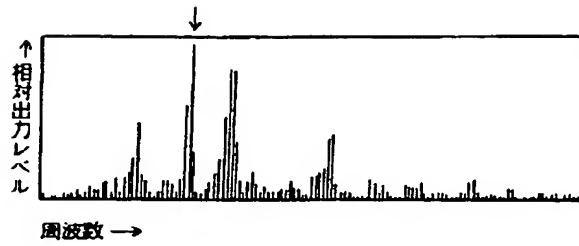


(太陽光下の方向ランダム走行)

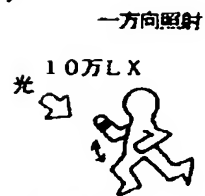


【図16】

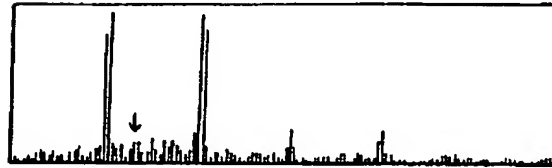
(a)



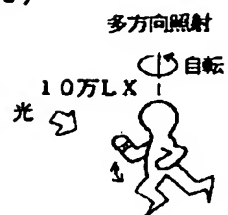
(b)



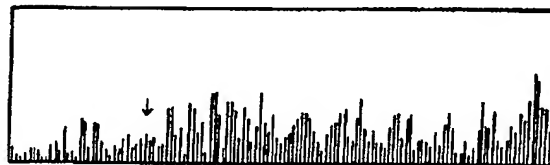
(太陽光下の一方向への走行)



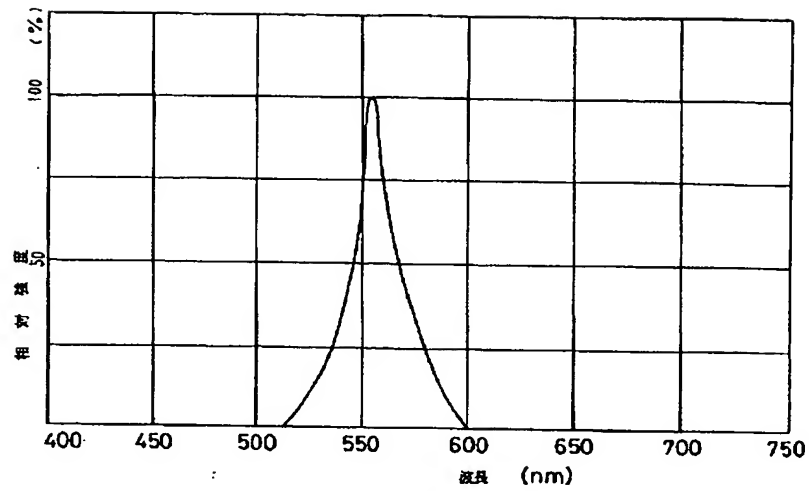
(c)



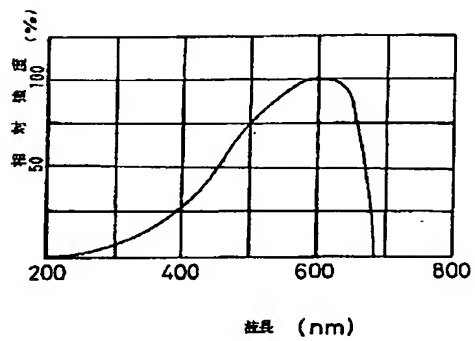
(太陽光下の方向ランダム走行)



【図17】



【図18】



フロントページの続き

(72)発明者 本田 克行
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコ
ーエプソン株式会社内

(72)発明者 河田 正幸
千葉県千葉市美浜区中瀬1丁目8番地 セ
イコーインスツルメンツ株式会社内

*** NOTICES ***

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the equipment which irradiates light towards a living body, detects the reflected light from a living body in more detail about biological information metering devices, such as a pulse wave metering device, and measures biological information, such as a pulse wave.

[0002]

[Description of the Prior Art] Change of the amount of blood is optically detected to the equipment which measures biological information, such as a pulse wave, and there is electronic equipment which displays biological information based on the detection result in it. In this optical pulse wave metering device (biological information metering device) By irradiating light from light emitting devices, such as LED (light emitting diode), at a fingertip etc., and receiving the reflected light from a living body (blood vessel) by photo detectors, such as a photo transistor Blood volume change produced by the pulse wave of blood is detected as change of light income, and infrared light is conventionally used as a light on which change of a pulse rate or a pulse wave is displayed based on the pulse wave signal acquired by this and which is irradiated from a light emitting device. Here, if outdoor daylight (sunlight) shines on a photo detector, since light income will be changed with fluctuation of the amount of incidence of outdoor daylight, in the conventional pulse wave metering device, the effect of outdoor daylight is suppressed by covering detection sections, such as a fingertip, with protection-from-light covering.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, in the conventional pulse wave metering device, even if how much large-scale, when protection-from-light covering to outdoor daylight is used in the location where outdoor daylight called the outdoors hits, a part of outdoor daylight reaches a photo detector through the finger itself, and there is a fault of originating in changing the illuminance of outdoor daylight and being easy to generate incorrect detection of a pulse wave. Therefore, in order for there to be constraint that it can be used only in the location where outdoor daylight does not shine upon the conventional pulse wave metering device, or the location whose illuminance of outdoor daylight was fixed and to ease this constraint, still more nearly large-scale protection-from-light structure is needed, and a pulse wave metering device cannot be miniaturized. In order to cancel this trouble, the outdoor daylight sensing element which detects outdoor daylight in addition to the detection equipment of a pulse wave is prepared in JP,57-74009,U, and the pulse wave sensor with which the effect is compensated is indicated based on the detection result of the outdoor daylight by the outdoor daylight sensing element. However, each cure to the outdoor daylight thought out so far is deficient in establishing an outdoor daylight sensing element and a compensating network in a pulse wave sensor barring the miniaturization and low-pricing etc. to practicality.

[0004] The result of having examined various reasons which an invention-in-this-application person originates in changing the illuminance of outdoor daylight in view of such a trouble, and incorrect detection of a pulse wave generates, The infrared light used for the detection system in the conventional

pulse wave metering device Since the transmission in a living body was too large, it was because outdoor daylight penetrates the living body itself and tends to reach a photo detector, even if it attaches protection-from-light covering, and when canceling this trouble, the conclusion that the practical cure against outdoor daylight was possible was reached.

[0005] Then, by using the optical system which cannot be easily influenced of outdoor daylight, even if the technical problem of this invention does not have large-scale protection-from-light structure, it is to offer the biological information detection equipment and the pulse wave metering device which can ease the constraint to a service condition.

[0006]

[Means for Solving the Problem] The detection means equipped with the light-emitting part which irradiates light towards some living bodies in this invention and the light sensing portion which receives the light which this light-emitting part emitted through a living body, i.e., the light sensing portion which receives the reflected light from a living body, in order to solve the above-mentioned technical problem, In the biological information metering device which has a living body information-display means to display biological information based on the detection result of this detection means, it has the description to display biological information based on the detection result in the wavelength field from about 300nm to about 700nm of a detection means.

[0007] the time of hitting performing detection in this wavelength field, for example, making the luminescence wavelength field of a light-emitting part into the range from about 300nm to about 700nm at least, and setting the light-receiving wavelength field of a light sensing portion to λ_{danm} -- a light-receiving wavelength field -- the following formulas $0 < \lambda \leq \lambda_{\text{danm}}$ It considers only as the range expressed with 700.

[0008] Such a biological information metering device can constitute the pulse wave metering device which displays the pulse wave information as biological information based on the detection result of for example, a detection means.

[0009]

[Function] In the pulse wave metering device (biological information metering device) concerning this invention, by irradiating light from light-emitting parts, such as LED, at a finger, a wrist, etc., and detecting the reflected light from a blood vessel by light sensing portions, such as a photo transistor, blood volume change produced by the pulse wave of blood is detected as change of light income, and change of a pulse rate or a pulse wave is displayed based on the pulse wave signal acquired by this. In this invention, biological information is displayed based on the detection result in the wavelength field from 300nm to 700nm of a detection means. The wavelength field of a light-emitting part considers as the range from at least 300nm to 700nm by hitting performing detection in this wavelength field, and among the light contained in 700nm or less, then outdoor daylight in a light-receiving wavelength field, while light 700nm or less makes a finger a transparent material and a wavelength field does not reach even a light sensing portion, the light of a low wavelength field is almost absorbed on a skin front face from 300nm. Therefore, a detection result can measure biological information from the detection result of the wavelength field from 300nm to 700nm only based on the light of a light-emitting part, without being influenced of outdoor daylight. So, since incorrect detection of the pulse wave resulting from outdoor daylight does not occur unless outdoor daylight shines on a detection section directly, even if it does not establish large-scale protection-from-light structure, the constraint to a service condition can be eased.

[0010] Moreover, the hemoglobin in blood has a more remarkably [than the absorbancy index to infrared light] large absorbancy index to the light which has a wavelength field in the range from 300nm to 700nm.

[0011] The luminous intensity which will reflect the light which has a wavelength field in the range from 300nm to 700nm according to the extinction property of this hemoglobin from a living body (blood vessel) if a living body is turned and irradiated follows blood volume change, and changes a lot. So, the S/N ratio of a pulse wave signal improves.

[0012]

[Example] One example of this invention is explained based on a drawing.

[0013] (Whole configuration) The sectional view showing typically the physical relationship of the finger and optical element which the explanatory view showing the busy condition of the pulse wave metering device which drawing 1 requires for an example, drawing 2 (a), (b), and (c) equipped with the detection equipment of a pulse wave metering device, and drawing 3 are the explanatory views showing actuation of the detection equipment with which the finger was equipped.

[0014] In drawing 1, the profile configuration is carried out from the body 10 of equipment which has wrist watch structure, the cable 20 pulled out from this body 10 of equipment, the detection equipment 30 formed in the tip side of this cable 20, and the bands 40 for sensor immobilization, such as a product made of rubber for equipping a finger, a wrist, etc. with this detection equipment 30, with the pulse wave metering device 1 (biological information metering device) of this example.

[0015] The body 10 of equipment consists of wristbands 12 for equipping an arm with the clock housing 11 with which total tide ability was built in, and this clock housing 11. The liquid crystal display 13 which displays the pulse wave information (biological information) based on the detection result in detection equipment 30 etc. in addition to current time or a date is constituted at the front-face side of clock housing 11. Moreover, inside clock housing 11, in order to display change of a pulse rate etc. based on the detection result by detection equipment 30, the data-processing circuit 50 which performs signal processing to a detecting signal etc. is also built in, and the living body information-display means 60 is constituted by this data-processing circuit 50 and liquid crystal display 13. In addition, the button switches 111 and 112 for performing time-of-day doubling, a switch of a display mode, etc. are formed in the lateral surface of clock housing 11.

[0016] The power source of the pulse wave metering device 1 is a cell built in clock housing 11, and a cable 20 can input the detection result of detection equipment 30 into the data-processing circuit 50 within clock housing 11 while supplying power to detection equipment 30 from a cell.

[0017] By this example, the piece of Velcro is stretched by the band 40 for sensor immobilization, and as a continuous line shows, the band 40 for sensor immobilization can be attached in drawing 1 at it, where detection equipment 30 is stuck to the root of a finger. Moreover, it is also possible to consider as the condition of having stuck detection equipment 30 to the fingertip at drawing 1, as a dotted line shows.

[0018] Detection equipment 30 is being fixed to the inside of the band 40 for sensor immobilization as an optical unit 300 of a core box, and as typically shown in it at drawing 2 (a), (b), and (c), LED31 and a photo transistor 32 are turned to the finger. Here, where detection equipment 30 is stuck to the root of a finger, when it attaches in drawing 2 (a), the condition that LED31 and a photo transistor 32 were located in a line in the die-length direction of a finger is shown. Where detection equipment 30 is stuck to a fingertip, when it attaches in drawing 2 (b), the condition that LED31 and a photo transistor 32 were located in a line in the die-length direction of a finger is shown. Where detection equipment 30 is stuck to a finger, when it attaches in drawing 2 (c), the structure to which LED31 and a photo transistor 32 were located in a line in the direction of the surroundings of a finger is shown.

[0019] In this example, as shown in drawing 3, light is irradiated towards a finger from LED31, the light reflected from the living body (blood vessel) is received by the photo transistor 32, and a pulse wave is detected from a living body (blood vessel).

[0020] It is in charge of detection of this pulse wave, and biological information is displayed in this example based on the detection result in not infrared light but the wavelength field from 300nm to 700nm. That is, with detection equipment 30, the light-receiving wavelength field has used the photo transistor 32 700nm or less, and displays biological information as LED31 which has a luminescence wavelength field in the range from 300nm to 700nm based on the detection result in the wavelength field from 300nm to 700nm which is the lap field. While light 700nm or less makes a finger a transparent material and a wavelength field does not reach even a photo transistor 32 (light sensing portion) among the light contained in outdoor daylight as it will mention later, if this detection equipment 30 is used, light 300nm or less is almost absorbed on a skin front face.

[0021] Therefore, a detection result is because biological information is measurable from the detection

result of the wavelength field from 300nm to 700nm only based on the light of a light-emitting part, without being influenced of outdoor daylight.

[0022] Here, the light emitted from LED31 reaches even a blood vessel through a finger, as the part shows by the arrow head C, and as the reflected light from the hemoglobin in blood shows by the arrow head D, it reaches a photo transistor 32. The quantity of light received in this path is the amount of reflexes. Moreover, it reflects on a finger front face and the light emitted from LED31 reaches a photo transistor 32, as the part shows by the arrow head E. The quantity of light received in this path is the amount of cutaneous reflexes. Furthermore, it absorbs or distributes within a finger and a part of light emitted from LED31 and light reflected from the blood vessel do not reach a photo transistor 32, as arrow heads F and G show.

[0023] As this LED31, by this example, blue LED of an InGaN system (indium-gallium-nitrogen system) is used, the emission spectrum has a luminescence peak in 450nm, as shown in drawing 4 , and the luminescence wavelength field is located in the range from 350nm to 600nm. It is made to correspond to LED31 which has this luminescence property, and in this example, as a photo transistor 32, the photo transistor of a GaAsP system (gallium-arsenic-Lynn system) is used, as shown in drawing 5 , the light-receiving wavelength field of a component own [the] has a main sensibility field in the range from 300nm to 600nm, and a sensibility field is in 300nm or less. Here, since the sensor unit which added the filter to the component is used as a photo transistor 32, an example of such a light-receiving wavelength field of a sensor unit has a main sensibility field in the range from 400nm to 550nm, as shown in drawing 6 . Since power consumption is comparatively small, these LED31 and photo transistors 32 have long continuous duty time amount like the pulse wave metering device 1 of this example, even when driving total tide ability and a pulse wave measurement function by one small cell.

[0024] (Configuration of detection equipment) With reference to drawing 7 - drawing 10 , the configuration of an optical unit is explained in full detail. A sectional view [in / in a sectional view / in / drawing 7 , and / in drawing 8 / the A-A' line of drawing 7 / and drawing 9 / the B-B' line of drawing 7] and drawing 10 are the sectional views in the C-C' line of drawing 7 . [the top view of an optical unit]

[0025] in these drawings, the back lid 302 should cover the sensor frame 301 as the case object in the optical unit 300 -- **, among those the section are components storage space. Immobilization of the back lid 302 to the sensor frame 301 is performed by three back lid setscrews 303. Moreover, the back lid setscrew 303 fixed the band 40 for sensor immobilization to the inferior surface of tongue of the back lid 302, and the band 40 for sensor immobilization is prolonged on both sides from the optical unit 300. From the interior of the sensor frame 301, the cable 20 is pulled out towards the direction which makes a right angle to this band 40 for sensor immobilization. A light transmission aperture is formed in the top-face part of the sensor frame 301 with a glass plate 304 (filter), and the circuit board 305 is being fixed to the interior of the sensor frame 301 so that this glass plate 304 may be countered. LED31, the photo transistor 32 (sensor unit with a filter), and the transistor 309 are mounted in the circuit board 305, and, as for LED31 and a photo transistor 32, the luminescence side and the light-receiving side are turned to the direction of a glass plate 304, respectively. In addition, the substrate setscrew 307 is stopped by two pins 306 inserted in from the top face of the sensor frame 301, and the circuit board 305 is being fixed to the sensor frame 301. Moreover, the grounded plate 308 is also being fixed by the pin 306.

[0026] (Configuration of a data-processing circuit) With reference to drawing 11 , the configuration of the data-processing circuit 50 constituted inside clock housing 11 is explained. Drawing 11 is the block diagram showing the configuration of the data-processing circuit 50.

[0027] In the data-processing circuit 50, the pulse wave signal transformation section 51 changes into a digital signal the signal inputted through the cable 20 from detection equipment 30, and outputs it to the pulse wave signal storage section 52. The pulse wave signal storage section 52 is RAM which memorizes the pulse wave data changed into the digital signal. The pulse wave signal operation part 53 reads the signal memorized by the pulse wave signal storage section 52, performs frequency analysis to it, and inputs the result into the pulse wave component extract section 54. The pulse wave component extract section 54 extracts a pulse wave component from the input signal from the pulse wave signal

operation part 53, outputs it to the pulse rate operation part 55, and this pulse rate operation part 55 calculates a pulse rate by the frequency component of the inputted pulse wave, and it outputs that result to a liquid crystal display 13.

[0028] (Actuation) Actuation of the pulse wave metering device 1 constituted in this way is briefly explained with reference to drawing 1, drawing 3, and 11. First, as shown in drawing 1, while equipping an arm with the body 10 of equipment with a wristband 12, detection equipment 30 (glass plate 304 of the optical unit 300) is stuck on a finger with the band 40 for sensor immobilization. If light is irradiated towards a finger in this condition from LED31 as typically shown in drawing 3, this light reaches a blood vessel, a part will be absorbed by the hemoglobin in blood and a part will reflect by it. The light reflected from the living body (blood vessel) is received by the photo transistor 32, and the light income change is equivalent to blood volume change produced by the pulse wave of blood. That is, if blood volume decreases while the reflected light becomes weak, when there is much blood volume, since the reflected light will become strong, a pulse etc. is detectable if change of reflected light reinforcement is supervised by the photo transistor 32. In order to perform this detection, in the data-processing circuit 50 shown in drawing 11, the signal inputted from the photo transistor 32 (detection equipment 30) is changed into a digital signal, frequency analysis etc. is carried out to this digital signal, and a pulse rate is calculated. And the pulse rate for which it asked by the operation is displayed on a liquid crystal display 13. That is, the pulse wave metering device 1 functions as pulsometer.

[0029] (Effectiveness of an example) In this example, the luminescence wavelength field of LED31 is located in the range from 350nm to 600nm, and the light-receiving wavelength field of a photo transistor 32 has a main sensibility field in the range from 300nm to 600nm. Moreover, the light-receiving wavelength field when using the unit which combined the component and the filter as a photo transistor 32 is located in the range from 400nm to 550nm. Even if it measures a pulse wave in the state of the easy protection from light shown in drawing 1, a wavelength field among the light contained in outdoor daylight therefore, light 700nm or less Even a photo transistor 32 (light sensing portion) is not reached by making a finger into a transparent material, and since only the light of a wavelength field which does not affect detection passes along a finger as a transparent material, even if outdoor daylight is equivalent to the exposed part of a finger, by this example, the effect of outdoor daylight does not attain to the detection result of a pulse wave. Moreover, the S/N ratio of the pulse wave signal based on blood volume change at this example is high. This reason is explained below.

[0030] First, the reason for being hard to be influenced of outdoor daylight is explained with reference to drawing 12 (a). The wavelength of light and the relation of whenever [light transmission / of the skin] are shown in drawing 12 (a). Here, the transparency property in the light whose wavelength of the transparency property in the light whose wavelength of the transparency property in the light whose wavelength of polygonal-line a is 200nm, and polygonal-line b is 300nm, and polygonal-line c is 500nm, and polygonal-line d is 700nm, and polygonal-line e show the transparency property in the light whose wavelength is 1 micrometer. It does not arrive to a photo transistor 32 through [even if the part of the finger with which outdoor daylight is not covered in the band 40 for sensor immobilization since, as for light 700nm or less, the wavelength field among the light contained in outdoor daylight so that clearly from this drawing cannot tend to penetrate a finger easily irradiates, as a dotted line X shows to drawing 3] a finger. So, like this example, if light 700nm or less is used as a detection light, since the effect of outdoor daylight can be suppressed, use on the outdoors is possible [even if it does not cover a finger on a large scale, it is only a wrap about the necessary minimum range, and] for the pulse wave metering device 1 of this example. In addition, since the light of a low wavelength field is almost absorbed on a skin front face, a light-receiving wavelength field substantial also as 700nm or less is set to 300nm - 700nm from 300nm in a light-receiving wavelength field.

[0031] On the other hand, if the photo transistor of a silicon system is used near 880nm like before using LED which has a luminescence peak, the light-receiving wavelength range will reach the range from 350nm to 1200nm, as shown in drawing 13. Therefore, in the conventional optical system (detection equipment), since the pulse wave is detected based on the detection result by light with a wavelength of

1 micrometer which reaches even a light sensing portion easily by making a finger into a transparent material among outdoor daylight at drawing 3 as an arrow head Y shows, i.e., the light shown by polygonal-line e of drawing 12 (a), the incorrect detection resulting from fluctuation of outdoor daylight tends to take place.

[0032] Next, with the pulse wave metering device 1 of this example, the S/N ratio of a pulse wave signal explains a high reason with reference to drawing 12 (b). Drawing 12 (b) is the explanatory view showing the relation between the wavelength of light, and the extinction property of various kinds of hemoglobin.

[0033] It is a curve HbO₂ about the extinction property of the hemoglobin which has shown the extinction property of oxygen and uncombined hemoglobin to drawing 12 (b) with Curve Hb, and has been combined with oxygen. It is shown. As these curves show, the hemoglobin in blood has a large absorbancy index to the light from 300nm to 700nm, and its wavelength is large several times to about 100 or more times as compared with the absorbancy index to the light whose wavelength which is the conventional detection light is 880nm. Therefore, like this example, when an absorbancy index uses the light of a large wavelength field (from 300nm to 700nm) as a detection light according to the extinction property of hemoglobin, since the detection value changes with sensibility sufficient to blood volume change, it is high. [of the detection ratio (S/N ratio) of the pulse wave based on blood volume change]

[0034] (The amount of invasion of the outdoor daylight in each protection-from-light conditions) In evaluating the pulse wave metering device 1 of this example, only the amount of invasion of outdoor daylight was measured as compared with the conventional pulse wave metering device (example of a comparison), changing the protection-from-light range to a finger from conditions 1 to conditions 5, as drawing 14 (a) - (e) shows. Here, light-receiving sensibility presented evaluation with the sample 1 using the 400 to 600nm photo transistor 32 as a pulse wave metering device 1 of this example, and the sample [sensibility / light-receiving] 2 using the 300 to 700nm photo transistor 32. On the other hand, evaluation was presented with the samples 3, 4, and 5 from which light-receiving sensibility shifted [range / from 300nm to 700nm] as an example of a comparison. As shown in drawing 14 (a), conditions 1 in addition, the condition and conditions 2 which covered the root of an index finger by width of face of 10mm by protection-from-light covering As shown in drawing 14 (b), the condition and conditions 3 which covered the root of an index finger by width of face of 20mm by protection-from-light covering As shown in drawing 14 (c), the condition and conditions 4 which covered the root of an index finger by width of face of 40mm by protection-from-light covering As shown in drawing 14 (d), the condition which covered the root of an index finger by width of face of 70mm by protection-from-light covering, and conditions 5 are in the condition which covered the root of the whole index finger and the thumb, the root of the middle finger, and near the root of each finger with protection-from-light covering, as shown in drawing 14 (e).

[0035] The measurement result of the amount of invasion of the outdoor daylight under such a monograph affair is shown in Table 1. In addition, the amount of invasion of outdoor daylight is expressed with the output current (unit μ A) of a photo transistor.

[0036]

[Table 1]

遮光 条件	試料 受光 領域	実施例に係るセンサ構成		比較例に係るセンサ構成		
		試料 1	試料 2	試料 3	試料 4	試料 5
		400 ~ 600 nm nm	300 ~ 700 nm nm	300 ~ 1000 nm nm	300 ~ 150 nm nm	300 ~ 800 nm nm
条件 1		0.006	0.008	55.3	18.3	30.4
条件 2		0.005	0.007	46.4	12.2	25.2
条件 3		0	0.001	30.2	7.8	17.3
条件 4		0	0	5.1	2.2	4.4
条件 5		0	0	0.008	0.002	0.004

[0037] Since the light in the wavelength field from 300nm to 700nm is received according to the pulse wave metering device 1 (samples 1 and 2) of this example as shown in Table 1, the effect of outdoor daylight can be disregarded also on condition that any which were performed this time. It is because light 700nm or less makes a finger a transparent material and a wavelength field does not reach even a photo transistor 32 (light sensing portion) among the light contained in outdoor daylight. Therefore, according to the pulse wave metering device 1 of this example, it is enough if a finger is covered by width of face of 10mm with detection equipment 30 self or the band 40 (protection-from-light covering) for sensor immobilization. On the other hand, the effect of outdoor daylight can be disregarded only in the condition (conditions 5) of having covered over the large range to the root of the whole index finger and the thumb, the root of the middle finger, and near the root of each finger, and large-scale protection-from-light structure is required of the pulse wave metering device (samples 3, 4, and 5) of the example of a comparison.

[0038] LED31 (source of blue glow) whose luminescence wavelength peak is 450nm is used again. (Effect of the outdoor daylight under each environment) The pulse wave metering device 1 of the example of the book [field / light-receiving wavelength] using the photo transistor 32 of the GaAsP system from 300nm to 600nm, Using LED whose luminescence wavelength peak is 880nm, a light-receiving wavelength field is related with the pulse wave metering device (example of a comparison) using the photo transistor from 350nm to 1200nm, and the result of having compared and examined the degree of the effect of outdoor daylight is shown in drawing 15 and drawing 16 . In addition, the data shown in drawing show the result of having carried out frequency analysis to the detection result of a pulse wave, and the peak which attached the arrow head among many peaks is equivalent to the frequency of a pulse wave.

[0039] The measurement result of the pulse wave when running the bottom of a dark-room environment is shown in drawing 15 (a), equipping an arm with the pulse wave metering device of this example. The measurement result of the pulse wave when running to an one direction toward sunlight is shown in drawing 15 (b), equipping an arm with the pulse wave metering device of this example. The measurement result of the pulse wave when running with the surroundings, equipping an arm with the pulse wave metering device of this example, so that the relative sense of sunlight may be changed is shown in drawing 15 (c). Also in which conditions shown in these drawings, the peak of the pulse wave which attached the arrow head is clear as compared with other peaks, and it turns out that the pulse wave metering device 1 of this example cannot be easily influenced of outdoor daylight.

[0040] The measurement result of the pulse wave when running the bottom of a dark-room environment is shown in drawing 16 (a), equipping an arm with the conventional pulse wave metering device. The measurement result of the pulse wave when running to an one direction toward sunlight is shown in drawing 16 (b), equipping an arm with the pulse wave metering device of this example. The

measurement result of the pulse wave when running with the surroundings, equipping an arm with the pulse wave metering device of this example, so that the relative sense of sunlight may be changed is shown in drawing 16 (c). As shown in these drawings, the conventional pulse wave metering device is understood that it cannot measure under the conditions which measurement of a pulse wave is possible only under a dark-room environment, and outdoor daylight hits.

[0041] (Relative sensibility of a pulse wave signal) Next, in the pulse wave metering device 1 and the conventional pulse wave metering device (example of a comparison) of this example, the result which compared the pulse wave signal level (μA) when measuring a pulse wave, the whole reflected light level (μA), and the ratio of the pulse wave signal included in the reflected light, and was examined is shown in Table 2. the sample [field / luminescence wavelength] 6 in here using 420 to 480nm LED31 (the luminescent color is blue) as a pulse wave metering device 1 of this example -- in addition, the luminescence wavelength field presented evaluation also with the sample 7 using 540 to 570nm LED31 (the luminescent color is green).

[0042] By the sample 7, the thing of a GaP system is used as LED31 with the green luminescent color, LED31 of this GaP system has a main luminescence field for that emission spectrum distribution in the range from 540nm to 570nm, as shown in drawing 17 , and a luminescence field reaches even the range from 520nm to 600nm. By the sample 7 using LED31 of this GaP system, it is made to correspond to that luminescence property, and the photo transistor 32 of a GaP system is used, and the photo transistor 32 of this GaP system has a sensibility field for that light-receiving sensibility property in the range from 200nm to about 700nm, as shown in drawing 18 .

[0043] In addition, evaluation was presented with the samples 8, 9, and 10 from which the luminescence wavelength field shifted [range / from 300nm to 700nm] as an example of a comparison.

[0044] This evaluation result is shown in Table 2.

[0045]

[Table 2]

項目	試料 発光 領域	実施例に係るセンサ構成		比較例に係るセンサ構成		
		試料 6	試料 7	試料 8	試料 9	試料 10
		420 ~ 480 nm nm	540 ~ 570 nm nm	800 ~ 850 nm nm	850 ~ 900 nm nm	900 ~ 970 nm nm
脈波信号レベル (μA)		0.12	0.10	0.04	0.07	0.06
反射光レベル (μA)		6.32	7.42	29.4	36.2	31.1
反射光中の脈波信号比		0.019	0.013	0.0014	0.0019	0.0019

[0046] Since the luminescence wavelength field uses a certain light of within the limits from 300nm to 700nm according to the wavelength field where the absorbancy index of the hemoglobin in blood is large according to the pulse wave metering device 1 (samples 6 and 7) of this example as shown in Table 2, the ratio of the pulse wave signal included in the reflected light is as large as 0.019 and 0.013, and sensibility is high. On the other hand, the ratio of the pulse wave signal included in the reflected light in the pulse wave metering device (samples 8, 9, and 10) of the example of a comparison is very as small as 0.002 or less, and sensibility is low. That is, the sensibility of the pulse wave metering device 1 of this example improves by leaps and bounds by about about 10 times by the S/N ratio of a pulse wave signal as compared with the conventional thing.

[0047] (Effect of the color of the skin) Next, the advantage that the sensibility of the pulse wave metering device 1 of this example is high shows the result of having examined not being influenced by the color of the skin in Table 3. The pulse wave metering device 1 (sample 11) of this example using LED (source of blue glow) which has the 450nm luminescence wavelength peak which is hard to reflect on the surface of the skin in this evaluation, It is related with the conventional pulse wave metering

device (the example of a comparison, sample 12) using LED which has the 880nm luminescence wavelength peak which is easy to reflect on the surface of the skin. The pulse wave of yellow-skinned races, a white, and a black man was measured, and the amount of cutaneous reflexes then detected, the amount of reflexes (the amount of reflection from a blood vessel), and the pulse wave component were computed, respectively.

[0048]

[Table 3]

項目	人種/ 試料	黄色人種		白色人種		黒色人種	
		実施例	比較例	実施例	比較例	実施例	比較例
		試料 1 1	試料 1 2	試料 1 1	試料 1 2	試料 1 1	試料 1 2
LED波長 (nm)		450	880	450	880	450	880
LED照射量 (μA)		100	100	100	100	100	100
皮膚反射量 (1) (μA)		14.0	35.0	28.0	35.0	9.3	21.0
生体反射量 (2) (μA)		15.9	24.5	19.6	24.5	8.4	29.4
脈成分 (μA)		0.31	0.01	0.39	0.01	0.17	0.02
全受光量(1+2) (μA)		29.9	59.5	47.6	59.5	17.7	50.4

[0049] Consequently, for which race of yellow-skinned races, a white, and a black man, as shown in Table 3, even if, it was proved that the ratio of the pulse wave component occupied to total light income was high, i.e., the measurement sensibility to biological information is high.

[0050] In addition, (Other examples) The extinction property of the hemoglobin in blood Since it differs between oxygen, uncombined hemoglobin, and the hemoglobin combined with oxygen as shown in drawing 12 (b) If light with the wavelength from 300nm to 700nm, for example, light with the wavelength of about 470nm, is used as a detection light, the amount of various kinds of hemoglobin, the total amount of hemoglobin, etc. are measurable as biological information from the reinforcement. Moreover, the moisture contained in the skin is also measurable as biological information from the difference of the extinction property of the skin and moisture, for example.

[0051]

[Effect of the Invention] While irradiating light from light-emitting parts, such as LED, at a fingertip etc. and detecting the reflected light from blood etc. by light sensing portions, such as a photo transistor, in the pulse wave metering device (biological information metering device) concerning this invention as explained above, it has the description to measure biological information based on the detection result in the wavelength field from 300nm to 700nm of this detection means. The wavelength field of a light-emitting part considers as the range from at least 300nm to 700nm by hitting performing detection in this wavelength field, and among the light contained in 700nm or less, then outdoor daylight in a light-receiving wavelength field, while light 700nm or less makes a finger a transparent material and a wavelength field does not reach even a light sensing portion, the light of a low wavelength field is almost absorbed on a skin front face from 300nm. Therefore, a detection result can measure biological information from the detection result of the wavelength field from 300nm to 700nm only based on the light of a light-emitting part, without being influenced of outdoor daylight. So, since incorrect detection of the pulse wave resulting from outdoor daylight does not occur unless outdoor daylight shines on a detection section directly, even if it does not establish large-scale protection-from-light structure, the constraint to a service condition can be eased.

[0052] Moreover, the hemoglobin in blood has a more remarkably [than the absorbancy index to infrared light] large absorbancy index to the light which has a wavelength field in the range from 300nm to 700nm.

[0053] The luminous intensity which will reflect the light which has a wavelength field in the range from 300nm to 700nm according to the extinction property of this hemoglobin from a living body (blood vessel) if a living body is turned and irradiated follows blood volume change, and changes a lot. So, since the S/N ratio of a pulse wave signal improves, in the pulse wave metering device concerning this invention, the effectiveness that the measurement sensibility of a pulse wave is high also does.

[Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.**** shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] A detection means equipped with the light-emitting part which irradiates light towards some living bodies, and the light sensing portion which receives the light which this light-emitting part emitted through a living body, In the biological information metering device which has a living body information-display means to display biological information based on the detection result of this detection means said biological information The biological information metering device characterized by what is displayed based on the detection result in the wavelength field from about 300nm to about 700nm of said detection means.

[Claim 2] the time of the luminescence wavelength field of said light-emitting part being located in the range from about 300nm to about 700nm at least, and setting the light-receiving wavelength field of said light sensing portion to λ_{danm} in claim 1, -- a light-receiving wavelength field -- the following formulas $0 < \lambda \leq \lambda_{\text{danm}}$ Biological information metering device which carries out the description of being only in the range which fills 700.

[Claim 3] The pulse wave metering device which is a pulse wave metering device which consists of a biological information metering device specified to claims 1 or 2, and is characterized by displaying the pulse wave information as said biological information based on the detection result of said detection means.

[Translation done.]

*** NOTICES ***

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

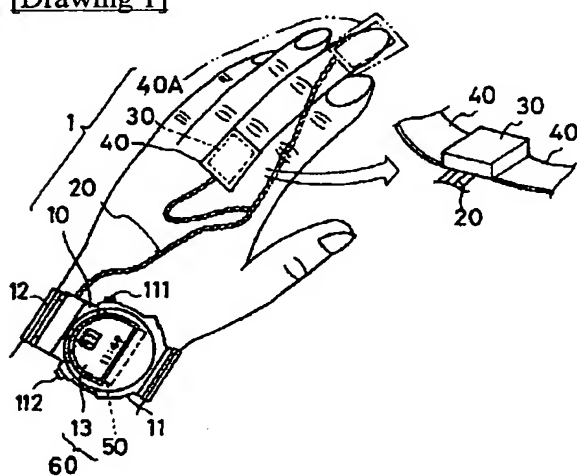
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. **** shows the word which can not be translated.

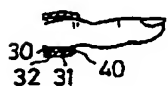
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

[Drawing 1]



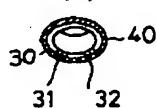
[Drawing 2]
(a)



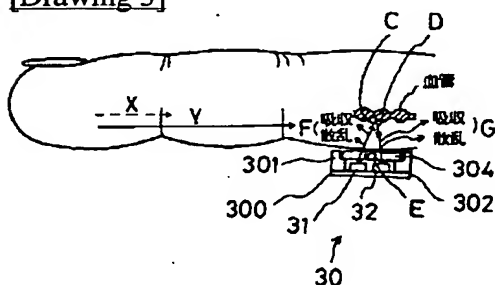
(b)



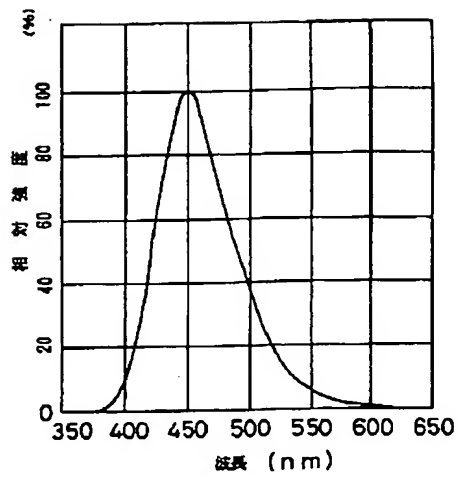
(c)



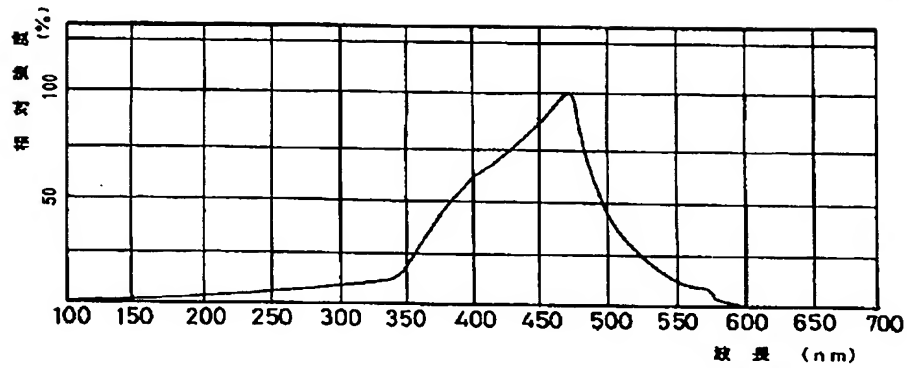
[Drawing 3]



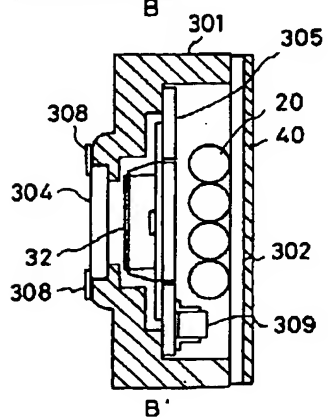
[Drawing 4]



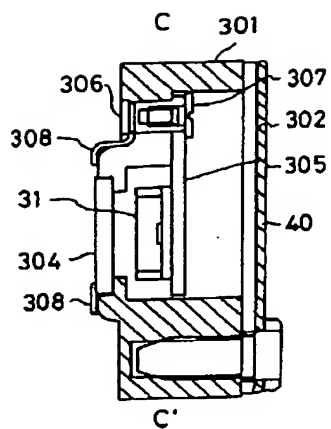
[Drawing 5]



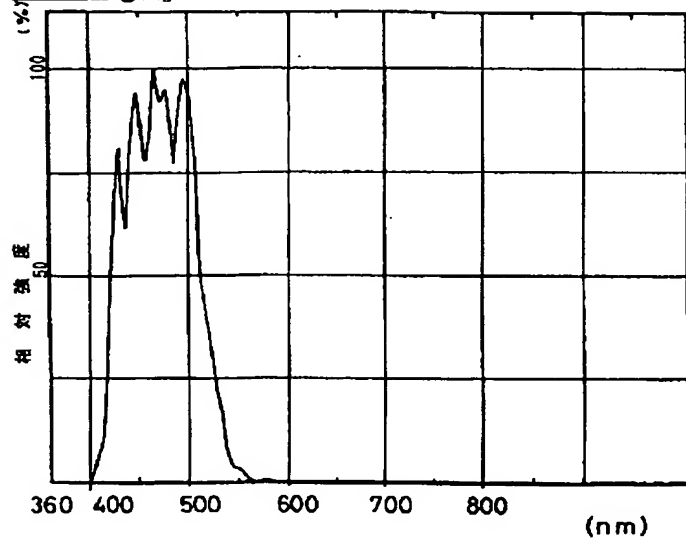
[Drawing 9]



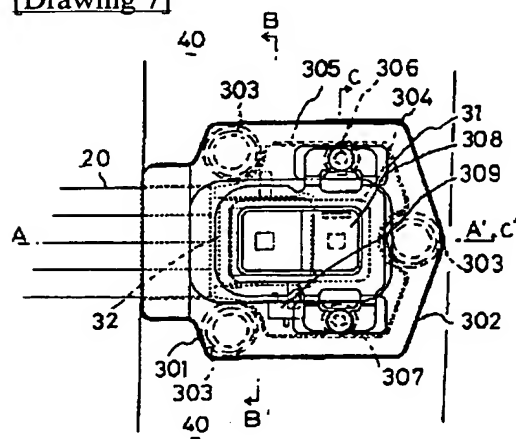
[Drawing 10]



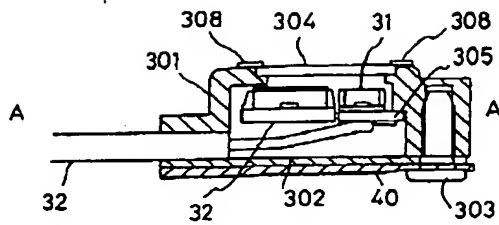
[Drawing 6]



[Drawing 7]

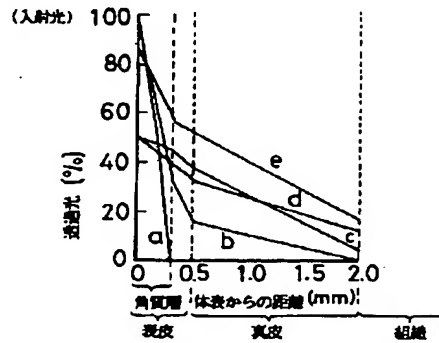


[Drawing 8]

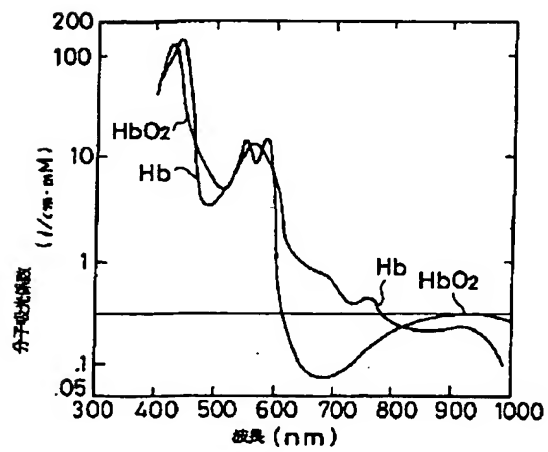


[Drawing 12]

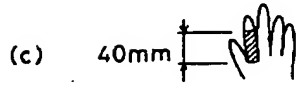
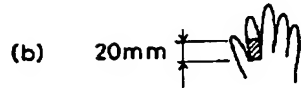
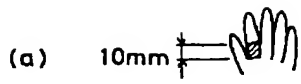
(a)



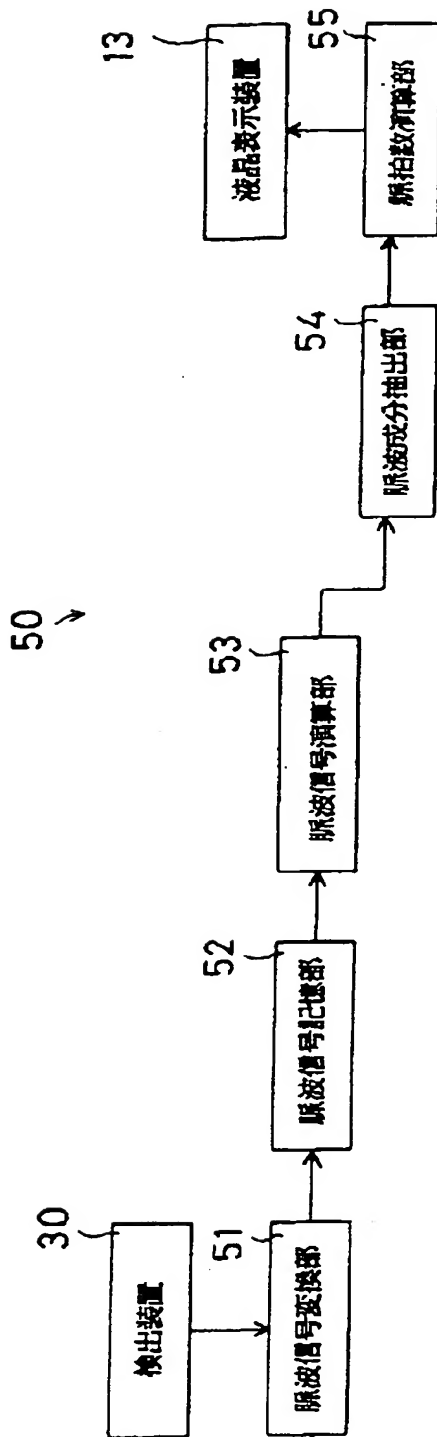
(b)



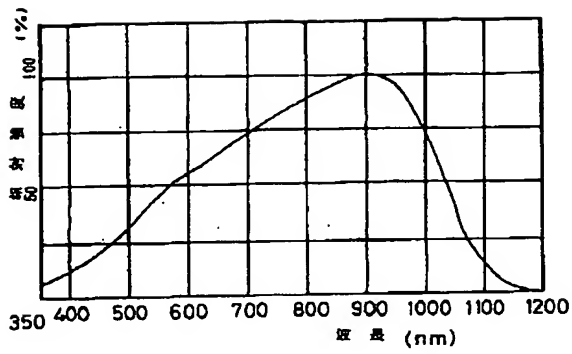
[Drawing 14]



[Drawing 11]

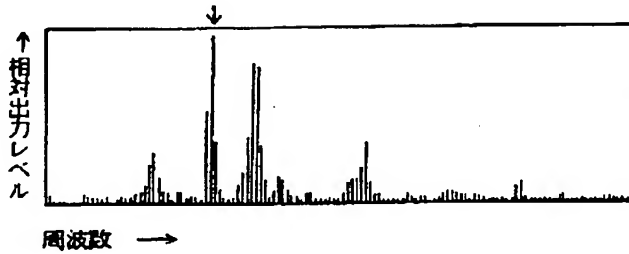


[Drawing 13]



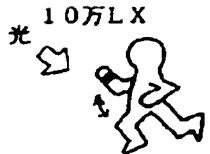
[Drawing 15]

(a)



(b)

一方向照射

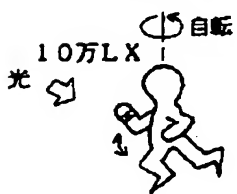


(太陽光下の一方向への走行)

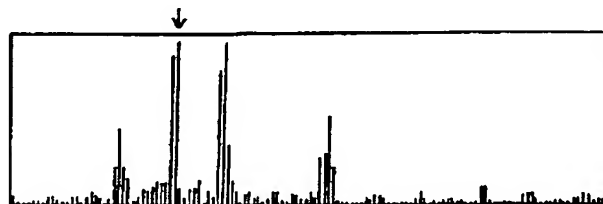


(c)

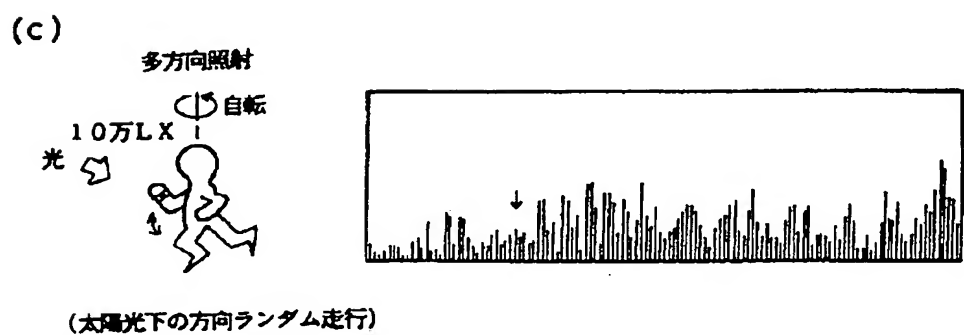
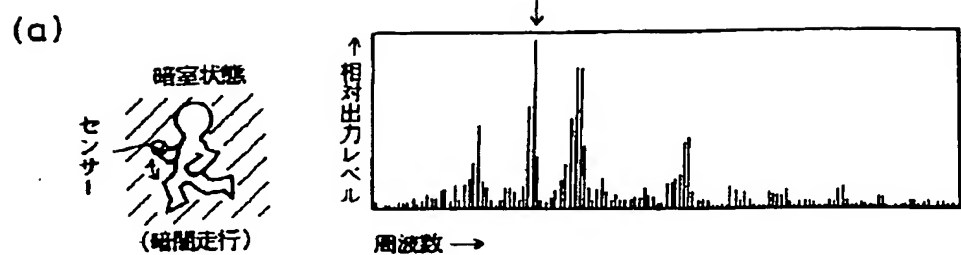
多方向照射



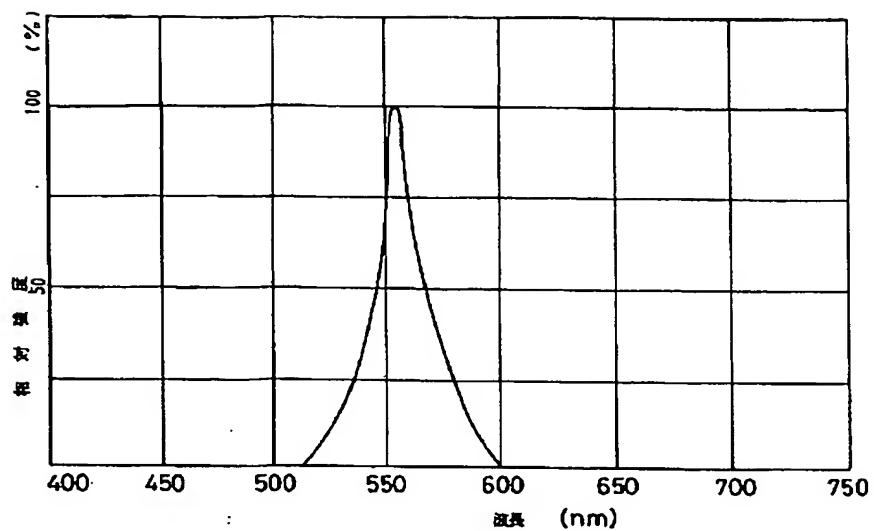
(太陽光下の方向ランダム走行)



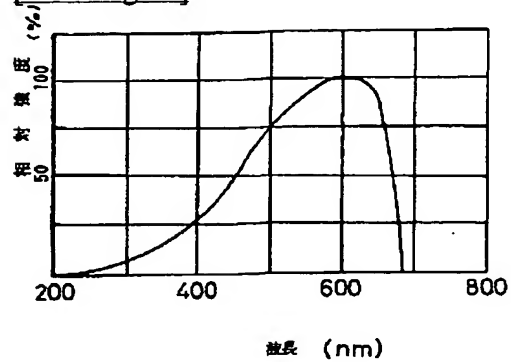
[Drawing 16]



[Drawing 17]



[Drawing 18]



[Translation done.]